

REC'D PCT/PTO 26 MAY 2005

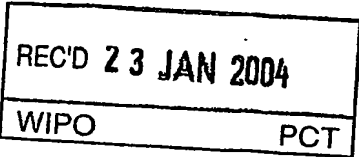
PCT/EP 03/13355

BUNDE REPUBLIK DEUTSCHLAND 7536554

#2

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 55 593.1

Anmeldetag: 28. November 2002

Anmelder/Inhaber: Technische Universität Ilmenau,
Ilmenau/DE

Bezeichnung: Verfahren und Anordnung zur Detektion
und zur Messung der Phase von periodischen
Biosignalen

IPC: A 61 B 5/04

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 04. Dezember 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Letang

Verfahren und Anordnung zur Detektion und zur Messung
der Phase von periodischen Biosignalen

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zur echtzeitfähigen zuverlässigen Detektion und Messung der Phase periodischer physiologischer Größen oder Biosignale.

10 Im Stand der Technik sind Verfahren bekannt, die zur Bestimmung der Phase ein über den zeitlichen Verlauf des Biosignals gleitendes oder sequentiell angeordnetes Analysefenster verwenden. Auf den im Analysefenster liegenden Signalabschnitt werden auf der Fourier-Transformation basierende Methoden oder deskriptive Statistiken angewandt.

15 So werden beispielsweise in der Perimetrie periodisch aufleuchtende Lichtmarken definierter Intensität und hinreichend hoher Frequenz (über etwa 4Hz) benutzt, um die Funktionsfähigkeit des visuellen Systems zu überprüfen. Für den Funktionstest wird das Elektroenzephalogramm (EEG) erfasst
20 und die Reizantwort auf den visuellen Stimulus bezüglich der Amplituden und der Phase analysiert. Die Phase der Reizantwort ist einer der entscheidenden diagnostischen Parameter in der Funktionsdiagnostik.

25 Bei den bisherigen Verfahren ist nachteilig, dass die statistische Unsicherheit der Detektion bzw. die Ungenauigkeit der Messung sehr hoch ist. Die Unsicherheit und die Ungenauigkeit ergeben sich aus der Signaltheorie als Folge von und im Zusammenhang mit der Länge des Analysefensters. Die
30 Theorie besagt, dass mit abnehmender Länge des Analysefensters die statistische Unsicherheit und damit die Ungenauigkeit zunehmen, was in der praktischen Signalanalyse auch

hinreichend bewiesen und bekannt ist. Für ein statistisch besseres Ergebnis müsste zunächst die Fensterlänge vergrößert werden. Aus der Physiologie jedoch ist bekannt, dass sich die Phase relativ schnell ändern kann und diese Änderungen auch
5 diagnostisch relevant sind. Bei einem langen Analysefenster geht die wertvolle Information über die Phasenänderung verloren und die statistische Unsicherheit des Messergebnisses nimmt infolge der Änderungen nicht zwangsläufig ab.

10 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Anordnung anzugeben, mit denen es möglich ist, einen kausalen Phasengang in periodischen Biosignalen mit einer gegenüber herkömmlichen Verfahren besseren Zuverlässigkeit und höheren Geschwindigkeit bei gleichzeitig reduziertem
15 Rechenaufwand zu detektieren und zu messen.

Erfindungsgemäß gelingt die Lösung der Aufgabe dadurch, dass periodische Biosignale entsprechend ihrem physikalischen und physiologischen Ursprung erfasst werden, dass parallel zum
20 analysierten biologischen System ein Zustandsbeobachter aufgestellt wird, dass die Ausgangsgrößen des biologischen Systems und des Beobachters mit Hilfe eines Kalman-Filters ausgewertet werden und zur Bestimmung der Phase genutzt werden.

25

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird die Phase eines periodischen Biosignals ermittelt und für funktionsdiagnostische Zwecke genutzt. So ist beispielsweise eine verlängerte Phase im Vergleich mit der gesunder
30 Versuchsobjekte ein wichtiger Hinweis auf funktionelle Probleme des untersuchten biologischen Systems.

Bei der erfindungsgemäßen Anordnung ist parallel zum untersuchten biologischen System, das mit einem Zustandsmodell nachgebildet wird, ein Zustandsbeobachter angeordnet, der entsprechend dem Systemmodell die Zustandsgröße Phase
5 basierend auf dem Kalman-Filter schätzt.

Vom Vorteil ist hierbei, dass die Schätzung der Phase kontinuierlich stattfinden kann und kein gleitendes oder sequentiell angewandtes Analysefenster notwendig ist. Damit
10 wird die Analyse der zeitlichen Phasenänderungen erst möglich. Im Gegensatz zum relativ komplizierten theoretischen Hintergrund dieses Phasenschätzers ist die praktische Umsetzung einfach. Im Vergleich zu herkömmlichen Verfahren benötigt sie wesentlich weniger Rechenleistung, so dass eine
15 Phasenschätzung in Echtzeit möglich ist.

Die Erfindung wird im folgenden anhand der theoretischen Herleitung und eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. In den zugehörigen Zeichnungen zeigen:

20

Figur 1 - Blockdiagramm des Beobachterkonzeptes

Figur 2 - Systemmodell

Figur 3 - Darstellung des Zustandsbeobachters zur Messung der Phase in periodischen Biosignalen

25

Figur 4 - Verlauf der geschätzten Phase für eine Harmonische der Frequenz 8Hz und Phase 2rad für die statischen Kalman-Faktoren 2 und 20

30

Figur 5 - Verlauf der geschätzten Phase für eine verrauschte Harmonische der Frequenz 8Hz und Phase 2rad mit einem SNR von 0dB (unten) und dynamischen Kalman-Faktor (oben)

Figur 6 - Phasenschätzung des Signals wie in Fig.5 mit statischen Kalman-Faktoren

Figur 7 - Ergebnisse der Phasenschätzung (rechts) an realen Signalen (links)

5 Figur 8 - additive Überlagerung einer Harmonischen einer Frequenz von 8Hz mit dem Rauschen und gezielter Verstimmung der Analysefrequenz (oben) und der Phasenverlauf mit Anstieg (unten)

10 Das biologische System, das ein periodisches Biosignal produziert bzw. auf ein periodisches Eingangssignal antwortet, ist in Figur 1 als Zustandsmodell „reales System“ dargestellt. Die Zustandsgleichungen (1) und (2) beschreiben dieses System (Fettgedruckte große Buchstaben stehen für Matrizen, kleine
15 für Vektoren):

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A} \cdot \mathbf{x}(t) + \mathbf{B} \cdot u(t); \quad \mathbf{x}(0) = \mathbf{x}(t_0) \quad (1)$$

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{C} \cdot \mathbf{x}(t) \quad (2)$$

20 Für weitere Betrachtungen nehmen wir ein additives Signalmodell an, welches eine harmonische Schwingung und weißes normalverteiltes Rauschen summiert:

$$y(t) = \hat{y} \cdot \sin(\omega t + \varphi(t)) + r_p(t) \quad (3)$$

25

Das Ziel besteht darin, ein Systemmodell zu konstruieren, dessen Variable $x(t)$ die Phase $\varphi(t)$ des zu untersuchenden Signals $y(t)$ repräsentiert. Die Phase kann nicht direkt gemessen werden, da sie Argument einer trigonometrischen
30 Funktion ist. Daher wird eine Hilfskonstruktion benötigt. Eine solche Konstruktion ist ein Zustandsbeobachter, der parallel

zum untersuchten System angeordnet ist. Der Beobachter schätzt die Zustandsvariable mit Hilfe der Minimierung einer Fehlerfunktion, welche die Ausgänge des realen Systems und des Beobachters vergleicht. Auf diese Weise kann nach
5 abgeschlossener Fehlerminimierung die Zustandsvariable Phase direkt gemessen werden.

Das Blockdiagramm des Beobachterkonzeptes ist in Figur 1 dargestellt. Da $\mathbf{x}(t)$ nicht direkt gemessen werden kann, wird
10 $\mathbf{x}_m(t)$ im Beobachter geschätzt. Die innere Schleife im Beobachter minimiert den Fehler von $\mathbf{y}_m(t)$ bezüglich $\mathbf{y}(t)$ mit Hilfe der Korrekturmatrix \mathbf{K} . Für den Beobachter ergeben sich dann die Zustandsgleichungen (4) und (5).

$$\dot{\mathbf{x}}_m(t) = \mathbf{A} \cdot \mathbf{x}_m(t) + \mathbf{B} \cdot \mathbf{u}(t) + \mathbf{K} \cdot [\mathbf{y}(t) - \mathbf{y}_m(t)], \quad (4)$$

$$\mathbf{y}_m(t) = \mathbf{C} \cdot \mathbf{x}_m(t). \quad (5)$$

Aus (4) und (5) folgt:

$$\dot{\mathbf{x}}_m(t) = (\mathbf{A} - \mathbf{K}\mathbf{C}) \cdot \mathbf{x}_m(t) + \mathbf{B} \cdot \mathbf{u}(t) + \mathbf{K} \cdot \mathbf{y}(t). \quad (6)$$

Es wird davon ausgegangen, dass beide Systeme unterschiedliche Anfangsbedingungen haben. Daraus ergibt sich der Beobachtungsfehler:

$$\mathbf{e}(t) = \mathbf{x}(t) - \mathbf{x}_m(t). \quad (7)$$

Der Beobachtungsfehler verschwindet iterativ mit Hilfe der Korrekturmatrix \mathbf{K} , so dass

$$e(t) = 0 \text{ for } t \rightarrow \infty. \quad (8)$$

Die Dynamik und die Stabilität der Schätzung können mit der Differentialgleichung des Beobachtungsfehlers (9) beschrieben werden:

$$\dot{e}(t) = \dot{x}(t) - \dot{x}_M(t). \quad (9)$$

Durch Umstellung und weitere Zwischenschritte erhalten wir:

$$\dot{e}(t) = (A - K \cdot C) \cdot e(t). \quad (10)$$

Entsprechend dem Signalmodell (3) ist damit zu rechnen, dass das untersuchte Signal durch Rauschen gestört ist. Um den Einfluss des Rauschens zu reduzieren, wird ein Kalman-Filter eingesetzt. Das Rauschen berücksichtigend wird das System durch folgende Zustandsgleichungen beschrieben:

$$\text{Systemzustand: } \dot{x}(t) = A \cdot x(t) + B \cdot u(t) + M \cdot r_s(t) \quad (11)$$

$$\text{Systemausgang: } y(t) = C \cdot x(t) + r_p(t) \quad (12)$$

$$\text{Beobachter: } \dot{x}_M(t) = A \cdot x_M(t) + B \cdot u(t) + K(t) \cdot [y(t) - C \cdot x_M(t)], \quad (13)$$

wobei

$K(t)$ ist die Korrekturmatrix, welche zu erreichen hat, dass $e(t) = x(t) - x_M(t) \rightarrow 0$,

$e(t)$ ist der Beobachtungsfehler,

$r_s(t)$ ist das Systemrauschen, und

$r_p(t)$ ist das Prozessrauschen.

Um die Herleitung zu vereinfachen, wird angenommen, dass die Rauschanteile breitbandige Gaußsche Nullmittelprozesse mit bekannten Kovarianzen sind:

$$\begin{aligned} \text{cov}_{r_p}(t_1, t_2) &= E\{r_p(t_1) \cdot r_p^T(t_2)\} = R_p(t_1) \cdot \delta(t_1 - t_2) \\ \text{cov}_{r_s}(t_1, t_2) &= E\{r_s(t_1) \cdot r_s^T(t_2)\} = R_s(t_1) \cdot \delta(t_1 - t_2) \end{aligned} \quad (14)$$

Die Rauschanteile sind voneinander unabhängig, also

$$\text{cov}_{r_p r_s}(t_1, t_2) = 0. \quad (15)$$

Für eine konsistente Schätzung von $\mathbf{x}(t)$ muss die Fehlerleistung mit Hilfe der Matrix $\mathbf{K}(t)$ minimiert werden:

$$E\{\mathbf{e}^T(t) \cdot \mathbf{e}(t)\} = E\{e_1^2(t) + e_2^2(t) + \dots + e_n^2(t)\} = f(\mathbf{K}(t)) = \text{Min.}, \quad (16)$$

Unter Annahme der stochastischen Beziehungen bezüglich der Kovarianzen wird entsprechend dem Kalman-Filter eine geeignete Korrekturmatrix $\mathbf{K}(t)$ abgeleitet:

$$\mathbf{K}(t) = \text{cov}_e(t) \cdot \mathbf{C}^T \cdot \mathbf{R}_p^{-1}(t). \quad (17)$$

Die Formel für die Fehlerkovarianz $\text{cov}_e(t)$ kann vom Kalman-Filter abgeleitet werden:

$$\dot{\text{cov}}_e(t) = \mathbf{A} \cdot \text{cov}_e(t) + \text{cov}_e(t) \cdot \mathbf{A}^T - \text{cov}_e(t) \cdot \mathbf{C}^T \cdot \mathbf{R}_p^{-1}(t) \cdot \mathbf{C} \cdot \text{cov}_e(t) + \mathbf{M} \cdot \mathbf{R}_s(t) \cdot \mathbf{M}^T. \quad (18)$$

Schätzung der Phase:

Das untersuchte Signal wird entsprechend (3) aus der Summe einer Harmonischen und Rauschen modelliert:

$$y(t) = y_M(t) + r_p(t) = \hat{y} \cdot \sin(\omega t + \varphi(t)) + r_p(t), \omega = 2\pi f. \quad (19)$$

Die Phase ergibt sich aus der Differentialgleichung:

5

$$\dot{\varphi}(t) = -a \cdot \varphi(t) + r_p(t) \quad a > 0. \quad (20)$$

10

15

Daraus ergibt sich das Systemmodell in Figur 2. Die Phase kann nicht direkt gemessen werden. Daher liegt parallel zum System ein Beobachter, in dem ein direkter Zugriff auf die geschätzte Phase $\varphi_M(t)$ möglich ist. Allerdings der nichtlineare Anteil $y_M(t)$ in (19) ist für das Beobachterkonzept ungünstig. Eine geeignete Linearisierung $y_1(\varphi(t), t)$ wird benötigt, um eine lineare Beziehung zwischen der Zustandsvariablen $\varphi_M(t)$ und dem Ausgang $y_M(t)$ entsprechend (5) herzustellen. Basierend auf der Taylor-Linearisierung kann der Beobachter folgendermaßen formuliert werden:

20

$$\dot{\varphi}_M(t) = -a \cdot \varphi_M(t) + K(t) \cdot (y(t) - y_M(t)) \quad (21)$$

$$y_M(t) = y_1(\varphi_M(t), t). \quad (22)$$

25

Entsprechend (21) und (22) wird der Beobachter modelliert, wie in Figur 2 dargestellt. Im Ergebnis der Linearisierung im Arbeitspunkt φ_B , wird (22) mit (5) verknüpft. Daraus ergibt sich der Faktor C, welcher in (17) verwendet wird, um den Korrekturfaktor $K(t)$ zu bestimmen:

30

$$K(t) = \text{cov}_e(t) \cdot \hat{y} \cdot \cos(\omega t + \varphi_B(t)) \cdot R_p^{-1}(t). \quad (23)$$

Als Arbeitspunkt wird die zu bestimmende Phase gewählt

$$\varphi_B(t) = \varphi_M(t), \quad (24)$$

5 und die resultierende Differentialgleichung für die Phase ist

$$\dot{\varphi}_M(t) = -a \cdot \varphi_M(t) + \text{cov}_e(t) \cdot \hat{y} \cdot \cos(\omega t + \varphi_M(t)) \cdot [y(t) - \hat{y} \cdot \sin(\omega t + \varphi_M(t))] \cdot R_p^{-1}(t). \quad (25)$$

10 Entsprechend (25) kann der Phasenschätzer modelliert werden, wie in Figur 3 dargestellt.

Zur Phasenschätzung in $y(t)$ muss die Fehlerkovarianz berechnet werden. Aus (18) folgt:

$$15 \quad \dot{\text{cov}}_e(t) = -2a \cdot \text{cov}_e(t) - \hat{y}^2 \cdot \cos^2(\omega t + \varphi_M(t)) \cdot \text{cov}_e^2(t) \cdot R_p^{-1}(t) + R_s(t). \quad (26)$$

Gleichung (26) ergibt eine einfache Lösung, falls höherfrequente Anteile in der Fehlerkovarianz nicht berücksichtigt werden. Basierend auf (27)

20

$$\cos^2(\omega t + \varphi_M(t)) = 1/2 + \cos(2\omega t + 2\varphi_M(t)) \quad (27)$$

kann (26) vereinfacht werden zu:

$$25 \quad \dot{\text{cov}}_e(t) = -2a \cdot \text{cov}_e(t) - 1/2 \cdot \hat{y}^2 \cdot R_p^{-1}(t) \cdot \text{cov}_e^2(t) + R_s(t). \quad (28)$$

Bei geeigneter Wahl des Parameters a in (28) werden hochfrequente Anteile in Folge temporaler Integration unterdrückt, also es liegt ein Tiefpassverhalten vor. Unter
30 Berücksichtigung des Tiefpasses kann (25) vereinfacht werden:

$$\dot{\phi}_M(t) = -a \cdot \phi_M(t) + \text{cov}_e(t) \cdot \hat{y} \cdot \cos(\omega t + \phi_M(t)) \cdot y(t) \cdot R_p^{-1}(t), \quad (29)$$

Damit wird der Beobachter, dargestellt in Figur 3, vereinfacht. Das in (29) vorgeschlagene System kann
5 insbesondere zur Phasenschätzung von Harmonischen im Rauschen eingesetzt werden.

In Figur 4 ist der Verlauf der geschätzten Phase für eine
10 Harmonische der Frequenz 8Hz und Phase 2rad für unterschiedliche Kalman-Faktoren dargestellt. Die Kalman-Faktoren sind statisch und betragen 2 bzw. 20. Wie der Grafik entnommen werden kann, mit einem höheren Kalman-Faktor wird die Schätzung langsamer. Statische Kalman-Faktoren müssen dort
15 eingesetzt werden, wo der Zeitpunkt der Phasenänderung nicht bekannt ist.

In Figur 5 ist der Verlauf (unterer Teil) der geschätzten Phase für eine verrauschte Harmonische der Frequenz 8Hz und Phase 2rad mit einem SNR (Signal-Rausch-Verhältnis) von 0dB
20 und dynamischen Kalman-Faktor (oberer Teil) dargestellt. Ist der Zeitpunkt der Phasenänderung bekannt, so kann der Kalman-Faktor so konstruiert werden, dass zunächst der Änderung gefolgt und anschließend die Varianz der Schätzung minimiert wird. Zum Vergleich ist in Figur 6 die Phasenschätzung des
25 selben Signals wie in Figur 5 mit statischen Kalman-Faktoren dargestellt.

In Figur 7 sind die Ergebnisse der Phasenschätzung (rechte
30 Spalte der Grafik) an realen Signalen dargestellt. Zur Stimulation des visuellen Systems wurden Lichtpulsfolgen mit der Wiederholrate von 8 Pulsen pro Sekunde verwendet, wobei abwechselnd einer Ruhepause (Zeit von 0 bis 2 der Zeitverläufe

der Signale oben links und unten links) die Lichtstimulation (Zeit 2 bis 5) folgte. Dargestellt ist der Verlauf des EEG (Elektroenzephalogramm, linke Spalte der Grafik) von zwei okzipitalen Positionen nach 16-facher reizbezogener Mittelung.

5 Beide Zeitverläufe zeigen einen deutlichen Sprung der Phase nach Beginn der Lichtstimulation.

Die Phasenschätzung wird problematisch bei stark verrauschten Signalen. Generell gilt zwar, dass die Phase robuster gegen

10 Störungen ist als die Amplituden, wie dies schließlich auch in der Informationstechnik bekannt ist. Allerdings ist in diesem Grenzbereich zunächst die Frage nach dem Vorhandensein - also der Detektion - einer kausalen Phase zu klären, erst dann wäre die Phase zu schätzen. In Figur 8 ist eine Harmonische der

15 Frequenz 8Hz additiv dem Rauschen überlagert beginnend bei $t=4s$, wobei das SNR -10dB beträgt (oberer Verlauf in der Grafik). Im Zeitbereich ist die Harmonische bezüglich ihrer Amplituden nicht nachweisbar. Verwendet man den Phasenschätzer mit einer gezielten Verstimmung, hier mit einer Frequenz von

20 7.8Hz, also um 0.2Hz weniger als die Frequenz der Harmonischen, so ergibt sich im Falle einer kausalen Phase ein Anstieg von 1.2rad/s (unterer Verlauf der Grafik). Dieser Anstieg kann in Kombination mit einem Diskriminator direkt zur Detektion des Signals genutzt werden.

25

30

Bezugszeichenliste

5

10

15

20

25

30

- a - Systemparameter, im Beobachtermodell wählbar
- A, B, C, K - Matrizen im Zustandsmodell eines Systems
- $\varphi(t)$ - Phase im Systemmodell, zu schätzende Größe
- $\varphi_M(t)$ - Phase im Beobachtermodell, messbare Größe
- $r_p(t)$ - Prozessrauschen
- $r_s(t)$ - Systemrauschen
- $u(t)$ - Eingangsvariable eines Systems im Zustandsmodell
- $x(t)$ - Zustandsvariable eines Systems im Zustandsmodell
- $x_M(t)$ - Zustandsvariable des Beobachters im Zustandsmodell
- $y(t)$ - Ausgangsvariable eines Systems im Zustandsmodell
- $y_M(t)$ - Ausgangsvariable des Beobachters im Zustandsmodell
- $y_1(\varphi(t), t)$ - Linearisierungsoperator für Phase

Patentansprüche

1. Verfahren zur Detektion und zur Messung der Phase von
5 periodischen Biosignalen, **dadurch gekennzeichnet, dass**
- 10 a) das zu analysierende Signal, dessen Phase bestimmt werden soll, einem Multiplizierer zugeführt wird, dessen Faktor zeitlich konstant oder veränderlich sein kann,
- 15 b) das erhaltene Produkt einem weiteren Multiplizierer zugeführt wird, dessen Faktor eine trigonometrische Funktion ist, deren Argument sich aus dem Produkt der untersuchten Frequenz mit der Zeit, addiert mit der gemessenen Phase, ergibt, wobei die Frequenz der trigonometrischen Analysefunktion der Frequenz entspricht, bei der die Phase ermittelt werden soll, oder um einen bekannten Betrag von dieser Frequenz abweicht,
- 20 c) die gemessene Phase einem dritten Multiplizierer zugeführt wird, in dem sie mit einem Faktor multipliziert wird,
- 25 d) das unter b) erhaltene Produkt auf den positiven Eingang und das unter c) erhaltene Produkt auf den negativen Eingang eines Differenzbildners zugeführt werden,
- 30 e) die unter d) erhaltene Differenz einem zeitlichen Integrator zugeführt wird, an dessen Ausgang die zu ermittelnde gemessene Phase anliegt.

2. Anordnung zur Detektion und zur Messung der Phase von periodischen Biosignalen, **dadurch gekennzeichnet, dass**

- a) parallel zum untersuchten biologischen System ein Zustandsbeobachter angeordnet wird,
- b) der Zustandsbeobachter die Funktionen nach Anspruch 1 realisiert.

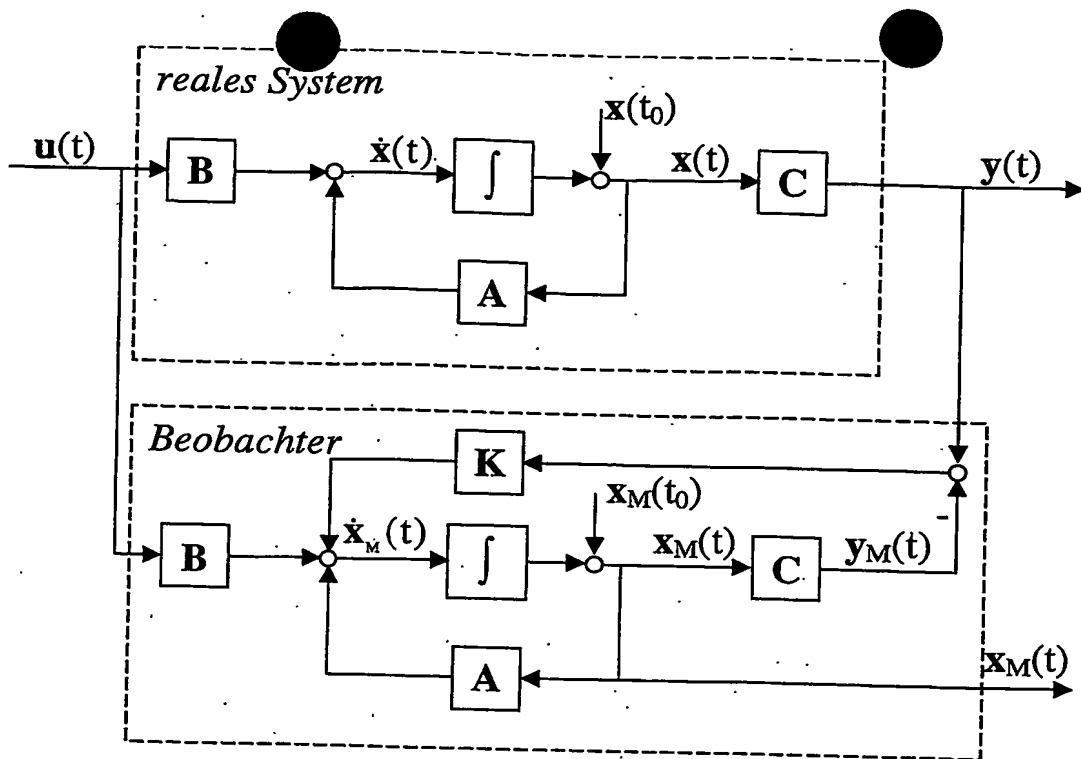
10

15

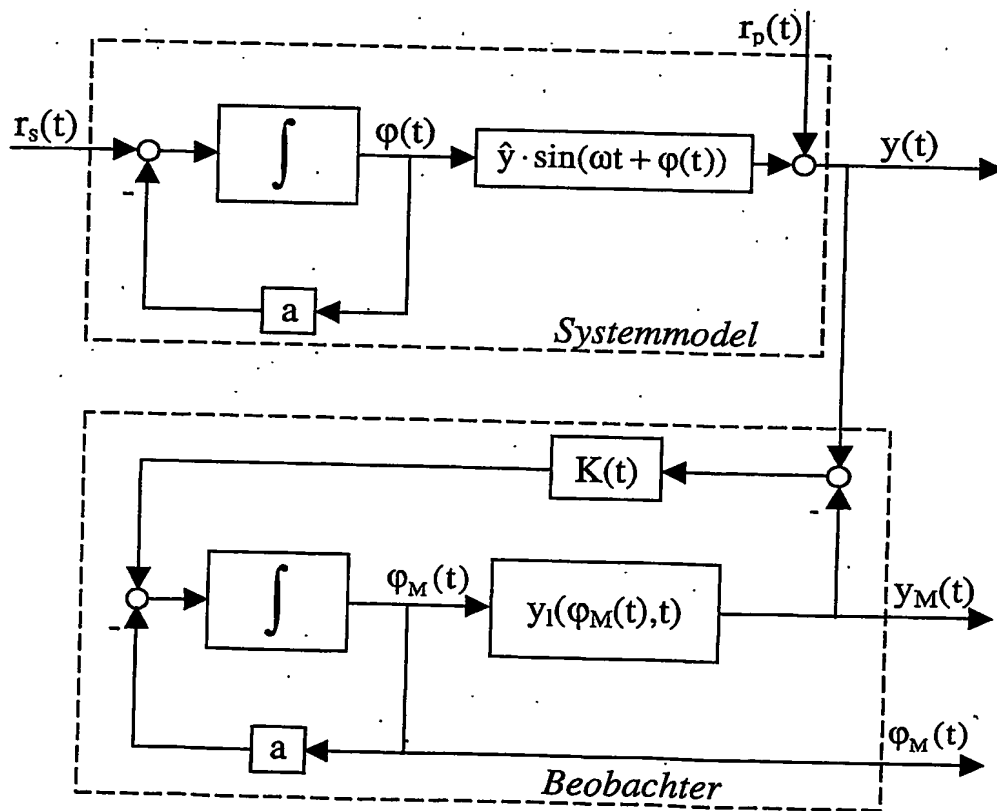
20

25

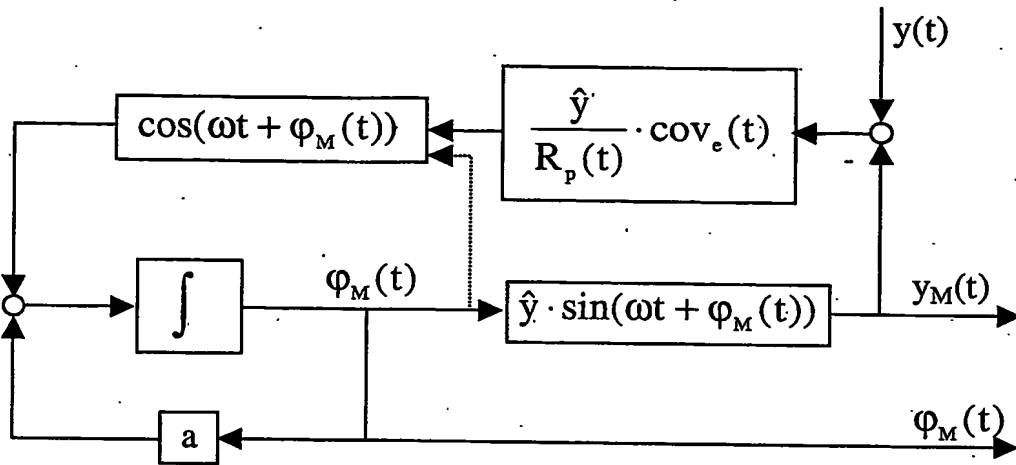
30



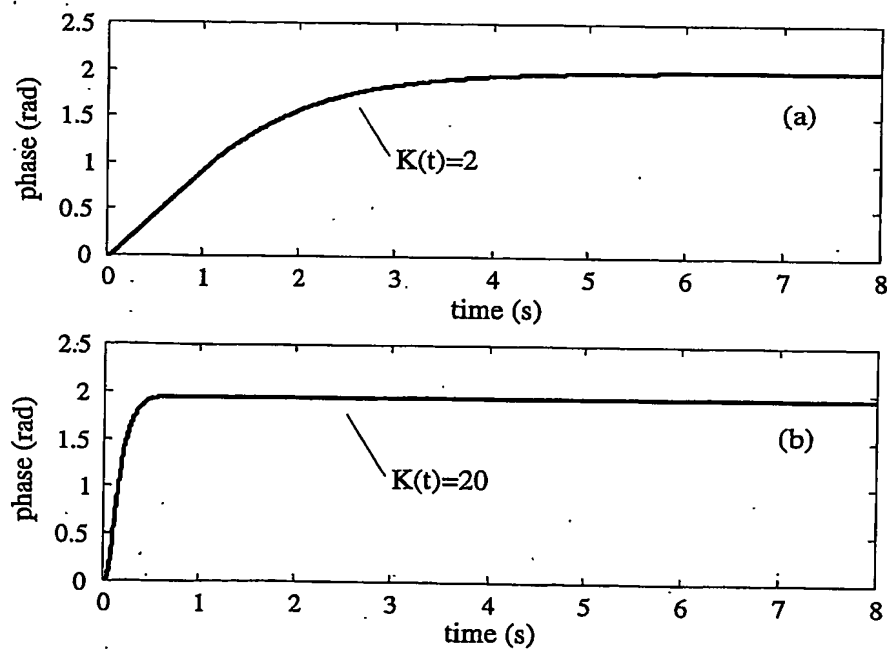
Figur 1



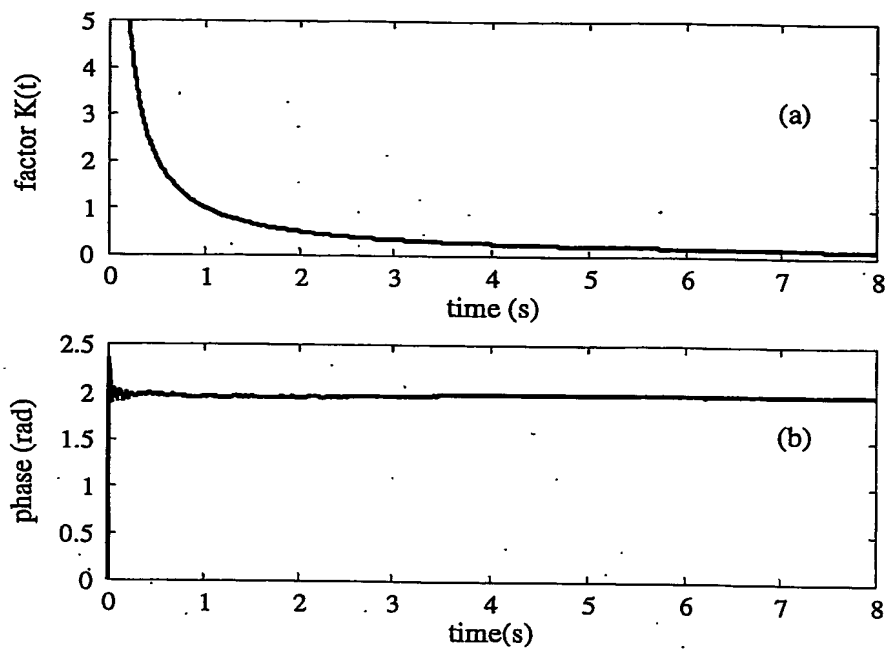
Figur 2



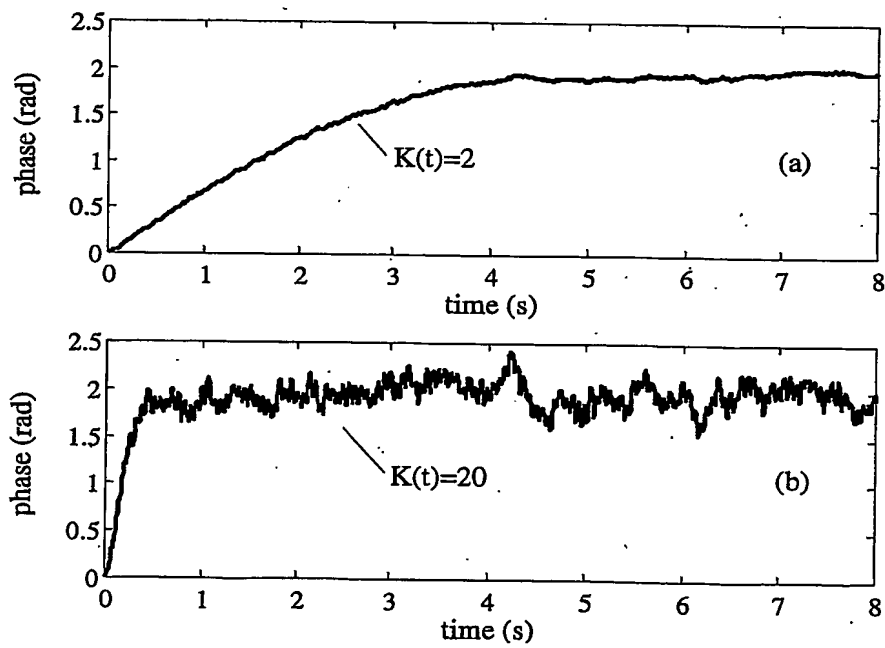
Figur 3



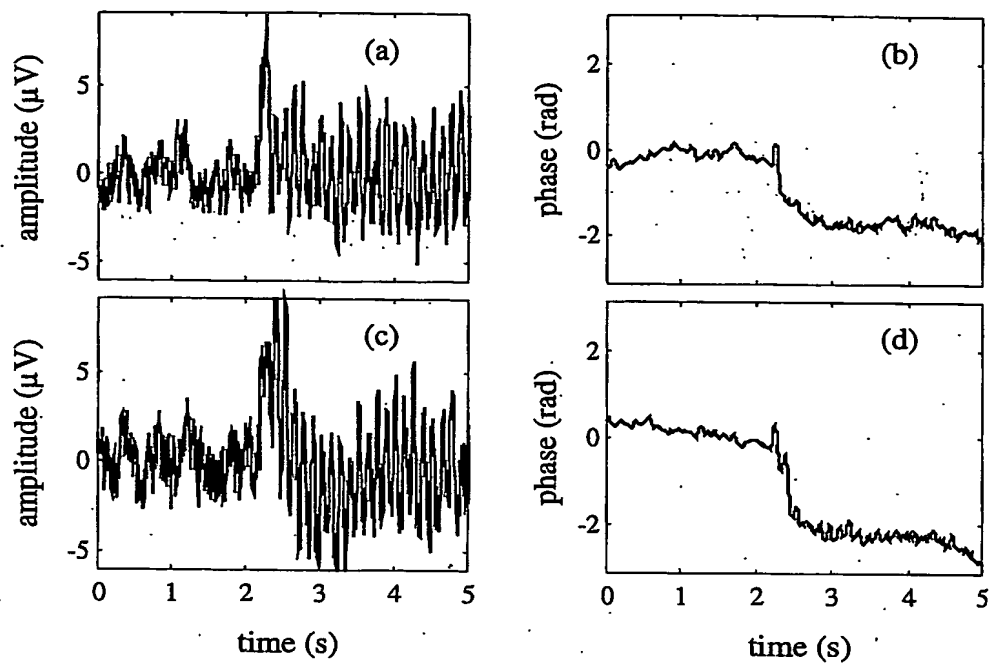
Figur 4



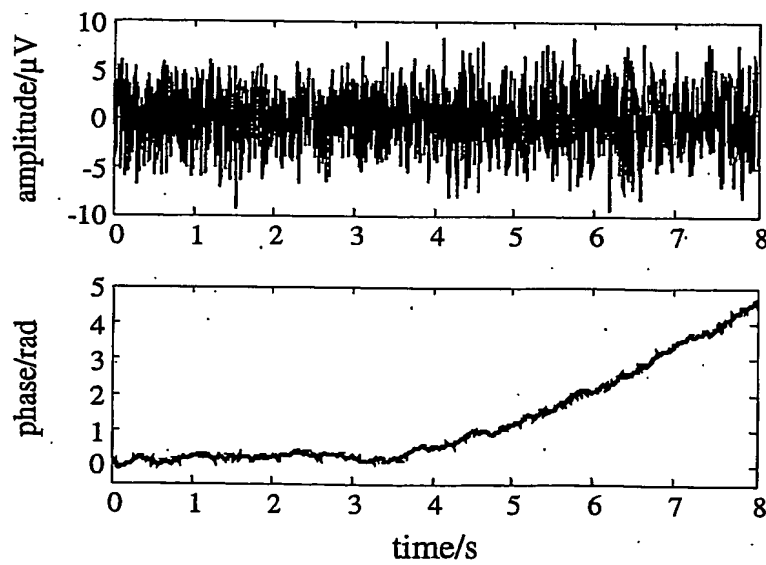
Figur 5



Figur 6



Figur 7



Figur 8

Zusammenfassung

5

1. Verfahren und Anordnung zur Detektion und zur Messung der Phase von periodischen Biosignalen

10

- 2.1. Es ist ein Verfahren und eine Anordnung anzugeben, mit denen es möglich ist, einen kausalen Phasengang in periodischen Biosignalen mit einer gegenüber herkömmlichen Verfahren besseren Zuverlässigkeit und höheren Geschwindigkeit bei gleichzeitig reduziertem Rechenaufwand zu detektieren und zu messen.

15

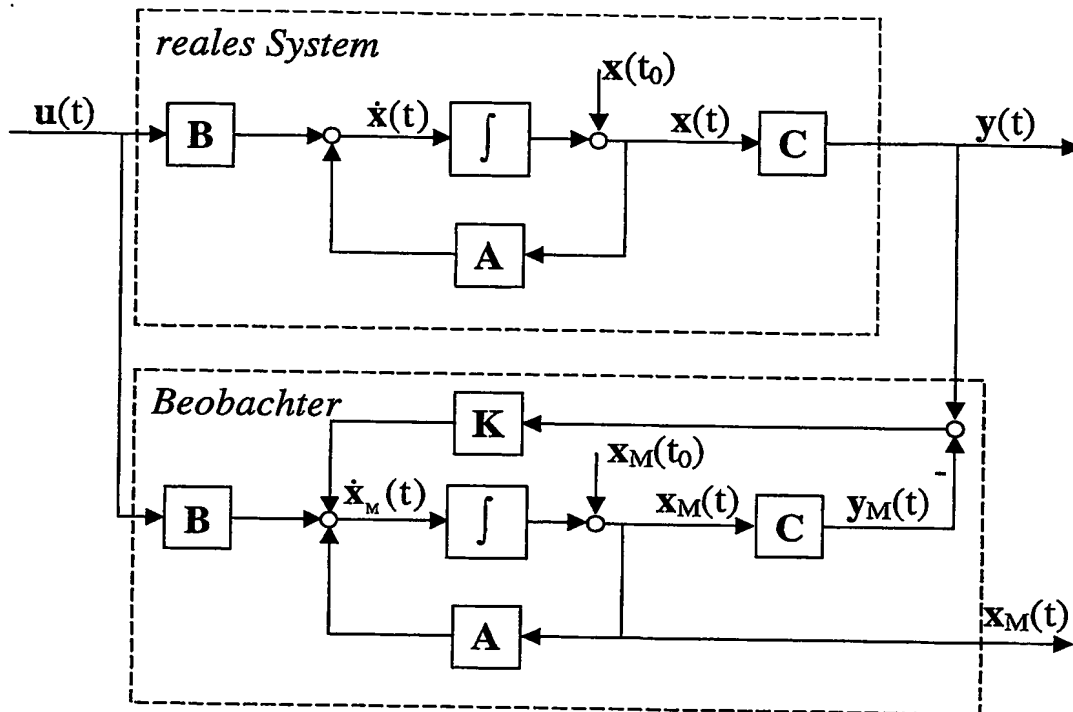
- 2.2. Parallel zum analysierten biologischen System wird ein Zustandsbeobachter aufgestellt. Die Ausgangsgrößen des biologischen Systems und des Beobachters werden mit Hilfe eines Kalman-Filters ausgewertet und zur Bestimmung der Phase genutzt werden.

20

- 2.3. Die ermittelte Phase eines periodischen Biosignals wird für funktionsdiagnostische Zwecke genutzt.

25

3. Figur 1



Figur 1

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.